

Patent number: JP10290798  
Publication date: 1998-11-04  
Inventor: HORIUCHI TETSUYA  
Applicant: GE YOKOGAWA MEDICAL SYST LTD  
Classification:  
- international: A61B6/03; A61B6/03  
- european:  
Application number: JP19970100326 19970417  
Priority number(s):

W/1017

View INPADOC patent family

---

Also Published : |JP10290798 (A)

---

**Abstract of JP10290798**

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide projection data measurement method and device for effectively reducing noise and an X-ray CT device for effectively reducing the noise of projection data.

**SOLUTION:** The projection data of a testee body by radiation are respectively measured in a state where the position of opposing channels is shifted for a distance not more a channel width in the direction of the arrangement of the channel in the two directions for which the direction of the radiation becomes mutually opposite by a radiation detector 60 of multi-channel, the projection data measured in the two directions are interleaved and moving average is performed in the direction of the arrangement of the channels for that.

W1617

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-290798

(43) 公開日 平成10年(1998)11月4日

(51) Int.Cl. <sup>8</sup>	識別記号	F.I.
A 6 1 B 6/03	3 2 0 3 5 0	A 6 1 B 6/03 3 2 0 W 3 5 0 H

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願平9-100326

(22) 出願日 平成9年(1997)4月17日

(71) 出願人 000121936

ジーイー横河メディカルシステム株式会社  
東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127

(72) 発明者 堀内 哲也

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127  
ジーイー横河メディカルシステム株式会社  
内

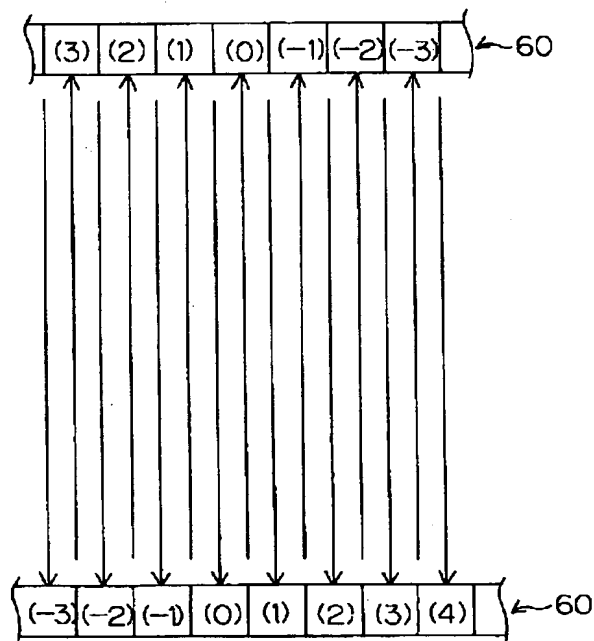
(74) 代理人 弁理士 井島 藤治 (外1名)

(54) 【発明の名称】 投影データ測定方法および装置並びにX線CT装置

(57) 【要約】

【課題】 ノイズ低減を効果的に行う投影データ測定方法および装置、並びに投影データのノイズ低減を効果的に行うX線CT装置を実現する。

【解決手段】 放射線による被検体の投影データを、多チャンネルの放射線検出器60を用いて、放射線の方向が互いに反対となる2つの方向で、対向するチャンネルの位置がチャンネルの並びの方向にチャンネル幅未満の距離だけずれる状態でそれぞれ測定し、2つの方向で測定した投影データ同士をインターリーブし、それについてチャンネルの並びの方向に移動平均する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 放射線による被検体の投影データを、多チャンネルの放射線検出器を用いて、放射線の方向が互いに反対となる2つの方向で、前記放射線検出器の互いに対向するチャンネルの位置がチャンネルの並びの方向において相対的にチャンネル幅に満たない距離ずれる状態でそれぞれ測定し、

前記2つの方向で測定した投影データ同士をインターリーブし、

インターリーブされた投影データを前記放射線検出器のチャンネルの並びの方向に移動平均する、ことを特徴とする投影データ測定方法。

【請求項2】 放射線による被検体の投影データを、多チャンネルの放射線検出器を用いて、放射線の方向が互いに反対となる2つの方向で、前記放射線検出器の互いに対向するチャンネルの位置がチャンネルの並びの方向において相対的にチャンネル幅に満たない距離ずれる状態でそれぞれ測定する測定手段と、

前記2つの方向で測定した投影データ同士をインターリーブするインターリーブ手段と、

前記インターリーブ手段によってインターリーブされた投影データを前記放射線検出器のチャンネルの並びの方向に移動平均する移動平均手段と、を具備することを特徴とする投影データ測定装置。

【請求項3】 X線による投影データを、被検体の全周にわたり、多チャンネルのX線検出器を用いて、X線の方向が互いに反対となる2つの方向ごとに、前記X線検出器の互いに対向するチャンネルの位置がチャンネルの並びの方向において相対的にチャンネル幅に満たない距離ずれる状態でそれぞれ測定する測定手段と、

前記測定手段によって測定された投影データを、X線の方向が互いに反対となる2つの方向で測定されたもの同士でインターリーブするインターリーブ手段と、

前記インターリーブ手段によってインターリーブされた投影データを前記X線検出器のチャンネルの並びの方向に移動平均する移動平均手段と、

前記移動平均手段によって平均化された投影データに基づいて画像生成を行う画像生成手段と、を具備することを特徴とするX線CT装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、投影データ測定方法および装置並びにX線CT装置に関し、特に、放射線による被検体の投影データ(data)を多チャンネル(channel)の検出器を用いて測定する測定方法および装置の改良およびそのような測定装置を備えたX線CT装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】X線CT(computed tomography)装置においては、X線照射・検出系を被検体の周りで回転させ

て、被検体の周囲の多数のビュー(view)方向でそれぞれ投影データを測定し、それら投影データに基づいて画像生成(画像再構成)を行うようになっている。投影データの測定には多数のX線検出器をアレイ(array)状に配列した多チャンネルのX線検出器が用いられる。

【0003】チャンネル方向の投影データのプロファイル(profile)に含まれるノイズ(noise)を低減するために、プロファイルの平滑化が行われる。プロファイルの平滑化は、複数チャンネルの測定データをチャンネルの並びの方向に移動平均することによって行われる。

【0004】すなわち、各チャンネルの投影データが、そのチャンネルの測定データと、そのチャンネルの両側に隣接する所定数の他のチャンネルの測定データとの平均によって求められる。そのような平均値計算が、各チャンネルについて順次行われ、チャンネルを更新するたびに平均値計算に参加させるチャンネルが1つずつ順番に入れ替わり、いわゆる移動平均が行われることになる。異なるチャンネル間では一般的にノイズの相関性がないので、チャンネル方向での移動平均により、プロファイルの平滑化、すなわち、ノイズの低減を行うことが可能になる。

## 【0005】

【発明が解決しようとする課題】移動平均に参加させるチャンネル数は一定とされる。この数を大きく選ぶほどそれに反比例してノイズの分散 $\sigma$ が低下し、ノイズ低減効果が高まる。しかし、その反面、他のチャンネルのデータ、すなわち、被検体の他の部分の投影データの影響が強まるので、投影データが本来の正しい値からずれて行くという好ましくない副作用を生じる。

【0006】また、それによって、投影データのプロファイルが歪むので、正しい再構成画像を得ることができなくなる。このため、移動平均に参加させるチャンネル数は、ノイズ低減効果が不十分なところで妥協せざるをえない場合がある。

【0007】本発明は上記の問題点を解決するためになされたもので、その目的は、ノイズ低減を効果的に行う投影データ測定方法および装置、並びに投影データのノイズ低減を効果的に行うX線CT装置を実現することである。

## 【0008】

【課題を解決するための手段】

(1) 上記の課題を解決する第1の発明は、放射線による被検体の投影データを、多チャンネルの放射線検出器を用いて、放射線の方向が互いに反対となる2つの方向で、前記放射線検出器の互いに対向するチャンネルの位置がチャンネルの並びの方向において相対的にチャンネル幅に満たない距離ずれる状態でそれぞれ測定し、前記2つの方向で測定した投影データ同士をインターリーブし、インターリーブされた投影データを前記放射線検出器のチャンネルの並びの方向に移動平均することを特徴

とする。

【0009】第1の発明において、前記放射線検出器の互に対向するチャンネルの位置がチャンネルの並びの方向において相対的にチャンネル幅の半分の距離ずれる状態でそれぞれ測定するが、インターリーブにおける放射線経路の間隔を均一化する点で好ましい。

【0010】また、第1の発明において、前記放射線がX線であることが、その発生および制御等に関し実用的な手段が最も充実している点で好ましい。

(2) 上記の課題を解決する第2の発明は、放射線による被検体の投影データを、多チャンネルの放射線検出器を用いて、放射線の方向が互いに反対となる2つの方向で、前記放射線検出器の互に対向するチャンネルの位置がチャンネルの並びの方向において相対的にチャンネル幅に満たない距離ずれる状態でそれぞれ測定する測定手段と、前記2つの方向で測定した投影データ同士をインターリーブするインターリーブ手段と、前記インターリーブ手段によってインターリーブされた投影データを前記放射線検出器のチャンネルの並びの方向に移動平均する移動平均手段とを具備することを特徴とする。

【0011】第2の発明において、前記測定手段が、前記放射線検出器の互に対向するチャンネルの位置がチャンネルの並びの方向において相対的にチャンネル幅の半分の距離ずれる状態でそれぞれ測定するものであることが、インターリーブにおける放射線経路の間隔を均一化する点で好ましい。

【0012】また、第2の発明において、前記放射線がX線であることが、その発生および制御等に関し実用的な手段が最も充実している点で好ましい。

(3) 上記の課題を解決する第3の発明は、X線による投影データを、被検体の全周にわたり、多チャンネルのX線検出器を用いて、X線の方向が互いに反対となる2つの方向ごとに、前記X線検出器の互に対向するチャンネルの位置がチャンネルの並びの方向において相対的にチャンネル幅に満たない距離ずれる状態でそれぞれ測定する測定手段と、前記測定手段によって測定された投影データを、X線の方向が互いに反対となる2つの方向で測定されたもの同士でインターリーブするインターリーブ手段と、前記インターリーブ手段によってインターリーブされた投影データを前記X線検出器のチャンネルの並びの方向に移動平均する移動平均手段と、前記移動平均手段によって平均化された投影データに基づいて画像生成を行う画像生成手段とを具備することを特徴とする。

【0013】第3の発明において、前記測定手段が、前記X線検出器の互に対向するチャンネルの位置がチャンネルの並びの方向において相対的にチャンネル幅の半分の距離ずれる状態でそれぞれ測定するものであることが、インターリーブにおけるX線経路の間隔を均一化する点で好ましい。

【0014】(作用)放射線(X線)の方向が互いに反対となる2つの方向で、互に対向するチャンネルがチャンネル幅未満の距離だけずれる状態でそれぞれ投影データを測定してインターリーブすることにより、投影データを放射線(X線)検出器のチャンネル密度の2倍の密度で得て、移動平均に参加させるチャンネル数を副作用の増加なしに2倍にする。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。

【0016】図1にX線CT装置のブロック図を示す。本装置は本発明の実施の形態の一例である。なお、本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。また、本装置の動作によって、本発明の方法に関する実施の形態の一例が示される。

【0017】(構成)本装置の構成を説明する。図1に示すように、X線CT装置100は、操作コンソール(console)1と、撮影テーブル(table)10と、走査ガントリ(gantry)20とを具備している。

【0018】操作コンソール1は、操作者の指示や情報等を入力する入力装置2と、スキャン(scan)制御や画像再構成を行う中央処理装置3と、制御信号等を撮影テーブル10や走査ガントリ20へ出力する制御インタフェース(interface)4と、走査ガントリ20から与えられるデータを収集するデータ収集バッファ(buffer)5と、画像等を表示するCRT(cathod-ray tube)6と、各種のデータや再構成画像およびプログラム(program)等を記憶する記憶装置7とを備えている。中央処理装置3は、例えばコンピュータ(computer)等によって構成される。

【0019】撮影テーブル10は、図示しない被検体を走査ガントリ20のX線照射空間に搬入および搬出するようにになっている。撮影テーブル10の進退は制御インタフェース4によって制御される。

【0020】走査ガントリ20は、X線管30と、X線ビーム(beam)を形成するコリメータ(collimator)50と、検出器アレイ(array)60と、X線照射のタイミングや照射量を調整するX線コントローラ(controller)21と、コリメータ50のX線通過開口(アパーチャ(aperture))を調整するコリメータコントローラ22と、検出器アレイ60が検出したデータを収集するデータ収集部23と、被検体の体軸の周りにX線管30や検出器アレイ60等を回転させる回転コントローラ24とを備えている。

【0021】X線コントローラ21と、コリメータコントローラ22と、データ収集部23と、回転コントローラ24は、制御インタフェース4から与えられる制御信号によって制御される。

【0022】図2に、検出器アレイ60の模式的構成を

示す。検出器アレイ60は、多数(例えば約1000)のX線検出器60(i)を円弧状に配列した多チャンネルのX線検出器を形成している。ここで、iはチャンネル番号であり $i=1 \sim I$ である。検出器アレイ60は、本発明における多チャンネルの放射線検出の実施の形態の一例である。また、本発明における多チャンネルのX線検出器の実施の形態の一例である。

【0023】X線検出器60(i)は例えばシンチレーション(scintillation) X線検出器や半導体X線検出器等の固体検出器によって構成される。勿論、例えばXe(キセノン)ガス等の電離気体を利用した電離箱型のも

【0024】図3は、X線管30およびコリメータ50と検出器アレイ60の相互関係を示す模式図である。なお、図3の(a)は正面図、(b)は側面図である。X線管30から放射されたX線は、コリメータ50により偏平な扇状のX線ビームXrとされ、検出器アレイ60に照射される。

【0025】ここで、X線管30の焦点と走査ガントリ20の回転の中心Cを通る仮想的な直線Lを角度基準軸とする。角度基準軸Lの延長は、検出器アレイ60のほぼ中央に達する。X線管30の焦点と角度基準軸Lと検出器アレイ60との関係の詳細については、後にあらためて説明する。

【0026】X線管30の焦点と個々のX線検出器60(i)とを結ぶ仮想的な直線が角度基準軸Lに対してなす角度を、チャンネル角度 $\gamma$ という。検出器アレイ60の中央のX線検出器60(1/2)ではチャンネル角度は $\gamma=0$ である。検出器アレイ60の図中左端のX線検出器60(1)ではチャンネル角度は $\gamma=-\gamma_m$ である。検出器アレイ60の図中右端のX線検出器60(I)ではチャンネル角度は $\gamma=+\gamma_m$ である。チャンネル番号iとチャンネル角度 $\gamma$ は1対1に対応している

【0027】X線ビームXrの扇面に体軸を交叉させて被検体が搬入される。この状態を図4に示す。同図に示すように、X線ビームXrによってスライスされた被検体OBの投影像が検出器アレイ60に投射されその投影データが測定される。投影データは、本発明における投影データの実施の形態の一例である。

【0028】被検体OBのアイソセンタ(isocenter)におけるX線ビームXrの厚みがスライス厚thを与える。スライス厚thはコリメータ50のアーチャーによって調節される。X線管30、コリメータ50および検出器アレイ60はこの関係を保ったまま被検体OBの周りを回転(スキャン)する。回転の中心は走査ガントリ20の回転中心Cである。X線管30、コリメータ50および検出器アレイ60はX線照射・検出系を構成する。

【0029】スキャンの1回転当たり複数(例えば約1000)のビュー角度で被検体の投影データが収集される。投影データの収集は、検出器アレイ60-データ収集部23-データ収集バッファ5の系統によって行われる。X線管30、コリメータ50、検出器アレイ60、データ収集部23およびデータ収集バッファ5は、本発明における測定手段の実施の形態の一例である。

【0030】ビュー角度につき図5を用いて説明する。X線照射・回転系が回転した一つの角度位置において角度基準軸Lが垂直軸となす角度 $\theta$ をビュー角度という。チャンネル角度 $\gamma$ のX線検出器によりビュー角度 $\theta$ で収集したデータをD( $\gamma, \theta$ )で表す。例えば、 $\gamma=0$ ならD(0,  $\theta$ )であり、 $\gamma=-\gamma_m$ ならD(- $\gamma_m, \theta$ )であり、 $\gamma=+\gamma_m$ ならD(+ $\gamma_m, \theta$ )である。

【0031】扇状のX線ビームを用いているので、ビューデータは、チャンネルごとにX線の方向が異なり、いわゆるファンビームデータ(fan beam data)となる。ファンビームデータについては、それを複数のビューにかけて並べ替えをすることにより、X線の方向が平行な、いわゆるパラレルビームデータ(parallel beam data)とすることが知られている。

【0032】すなわち、例えば図6に示すように、ビュー角度 $\theta$ で得られるデータD(- $\gamma_m, \theta$ )と、ビュー角度 $\theta'$ で得られるデータD(- $\gamma_j, \theta'$ )とは、X線の方向が平行になる。他のチャンネルのデータについても、他のビューにおける別のチャンネルのデータが同様な関係になる。

【0033】したがって、そのような関係にあるもの同士を選らぶことにより、ファンビームによる複数のビューのデータを、パラレルビームによる複数のビューのデータに再編成することができる。

【0034】このようなファンビームデータからパラレルビームデータへの変換は、ファン・パラレル変換と呼ばれる。本装置では、中央処理装置3が、データ収集バッファ5に収集された投影データについてファン・パラレル変換を行うようになっている。ファン・パラレル変換によって得られたパラレルビームデータは記憶装置7に記憶される。

【0035】各ビューのデータに対して、対向ビューのデータが存在する。これを図7によって説明すれば、同図において、(a)に示すデータD(- $\gamma_m, \theta$ )に着目したとき、(b)に示すように、ビュー角度 $\theta''=\theta+\pi-2(-\gamma_m)$ でのデータD(+ $\gamma_m, \theta''$ )が対向ビューのデータとなる。

【0036】これらのデータD(- $\gamma_m, \theta$ )とD(+ $\gamma_m, \theta''$ )は、撮影空間の同一部分を互いに反対方向に通過するX線によって得られる投影データとなる。同様に、他の全てのチャンネルのデータについて対向ビューのデータがそれぞれ存在する。一般に、データD

( $\gamma, \theta$ )の対向ビューのデータは、D(- $\gamma, \theta+\pi$

-2 $\alpha$ )となる。中央処理装置3は、ファン・パラレル変換後の各投影データについて、それぞれ対向ビューのデータを求めるようになっている。

【0037】図8に、X線管30の焦点(X線焦点)Fと角度基準軸Lと検出器アレイ60との関係を概念的に示す。同図の(a)に示すように、検出器アレイ60は、角度基準軸L、すなわち、X線焦点Fと走査ガントリ20の回転中心Cとを結ぶ仮想的な直線を検出器アレイ60の方向に延長したとき、その直線が中央チャンネル60(0)の中央からチャンネル幅dの1/4に相当する距離だけ、チャンネルの配列方向にずれた(オフセット)位置に達するように、相対的な位置関係が形成されている。このような検出器アレイ60の配置は、いわゆるクォーターオフセット(quarter offset)配置として知られている。

【0038】クォーターオフセット配置の検出器アレイ60においては、角度が180°異なるビュー同士、すなわち対向ビュー同士では、(b)に示すように、互に対向するチャンネルが、チャンネル幅dの1/2に相当する距離だけチャンネルの配列方向に相対的にずれる。

【0039】チャンネルデータを与えるX線の経路は、X線焦点Fとチャンネル中央を結ぶ線で代表されるから、対向ビューのデータを与えるX線の経路は、チャンネルの配列方向にd/2だけ相対的にずれたものとなる。

【0040】このため、ファン・パラレル変換後の対向ビュー同士では、各チャンネルのデータを与えるX線の経路は、図9に示すように、相互に入り組むすなわちインターリーブ(interleave)する関係になる。

【0041】検出アレイ60のクォーターオフセットは、対向ビューで互に対向するチャンネル同士がd/2ずれるので、インターリーブするX線経路の間隔が均一になる点で好ましい。

【0042】X線経路をインターリーブさせるためには、必ずしもクォーターオフセットに限る必要はなく、オフセット量がd/2未満であれば良い。これによって、対向ビューで互に対向するチャンネル同士の相対的なずれがd未満となり、例えば、図10に示すようにインターリーブするX線経路が形成される。

【0043】同図の(a)はオフセット量が0とd/4の間にあり、対向チャンネル間のずれがd/2より小さくなる場合である。また、(b)はオフセット量がd/4とd/2の間にあり、対向チャンネル間のずれがd/2より大きくdより小さくなる場合である。

【0044】本装置においては、投影データのこのような性質に合わせて、中央処理装置3により、ファン・パラレル変換後の対向ビューのデータ同士をインターリーブさせるようになっている。中央処理装置3は、本発明におけるインターリーブ手段の実施の形態の一例であ

る。インターリーブされたデータは記憶装置7に記憶される。

【0045】インターリーブにより、各ビューのデータ数はチャンネル数の2倍になる。これらのデータはそれぞれ経路が異なるX線による投影データであるから、それぞれ固有の情報を有する。言い換えれば、インターリーブ後のビューデータは、実質的に、検出器アレイ60のチャンネル密度の2倍の密度で被検体の投影データを求めたものとなる。

【0046】中央処理装置3は、インターリーブ後のビューデータについて移動平均を行うようになっている。中央処理装置3は、本発明における移動平均手段の実施の形態の一例である。移動平均は次式によって行われる。

【0047】

【数1】

$$y(i) = \frac{1}{W} \sum_{j=-m}^m w(j) \cdot x(i+j) \quad (1)$$

【0048】ここで、

40 y: 移動平均値

x: 測定値

i: 離散値の絶対番号

j: 離散値の相対番号

w: 重み係数

である。

【0049】また、Wは係数であり、次式で与えられる。

【0050】

【数2】

$$W = \sum_{j=-m}^m w(j) \quad (2)$$

【0051】(1)式により、i番目の測定データが、その両側のm個ずつの測定データと重み付き平均される。すなわち、i番目の測定データを中心とする2m+1個の測定データの重み付き平均が求められ、それがi番目の新たな測定データとされる。iの更新につれて、平均に加えられる2m+1のデータが順次入れ替わる。すなわち移動平均が行われる。

【0052】インターリーブによりデータ密度が2倍になっているので、平均に参加させるデータ数2m+1は、インターリーブしない場合の例えば2倍とされる。このようにすることにより、ノイズ低減効果が例えば2倍に向上する。

【0053】平均に参加させるデータ数を2倍にしても、それに対応する物理空間での距離は、インターリーブしない場合と変わらない。したがって、X線経路の異なる他のデータの影響はインターリーブしない場合と変わらない。すなわち、投影データのプロファイルを歪ませる等の副作用が増加することはない。

50 【0054】重み係数wを、例えば図11の(a)に示

すように、jに関わらず一定にすると、均一な重みの平均が行われる。これは計算が単純になる点で好ましい。または、(b)に示すように、中心に近いほど重み係数を大きくするようにしても良い。これは、番号の違いの影響を弱める点で好ましい。その他、重み係数は、必要に応じて適宜の関数特性のものを利用することができる。

【0055】移動平均済の投影データに基づいて、中央処理装置3により画像生成(画像再構成)が行われる。中央処理装置3は、本発明における画像生成手段の実施の形態の一例である。画像再構成は、例えば1000ビューの投影データを、例えばフィルタード・バックプロジェクション(filtered back-projection)処理すること等により行われる。

【0056】再構成された画像すなわち被検体OBの断面画像は記憶装置7に記憶される。記憶装置7に記憶された断面画像は、入力装置2を通じて操作者から与えられる指令に応じて読み出され、CRT6に可視像として表示される。

【0057】(動作)本装置の動作を説明する。図12に、本装置の動作のフロー図を示す。操作者により入力装置2を通じて与えられる指令に従ってX線CT装置100がスキャンを開始する。

【0058】これによって、ステップST1において、ファンビームデータの収集が行われる。すなわち、X線照射・検出系が被検体の周りを回転し、扇状のX線ビームにより、複数のビューでのX線透過データがデータ収集部23に収集される。収集されたデータはデータ収集バッファ5に伝送される。

【0059】次に、ステップST2において、データ収集バッファ5に収集されたデータにつき、ファン・パラレル変換が行われる。これは中央処理装置3によって行われる。なお、以下の各ステップの動作も中央処理装置3によって行われる。

【0060】ステップST3において、データの预处理が行われる。これは、例えば検出器アレイ60の感度補正やその他の補正等を行うものである。次に、ステップST4においてインターリーブが行われる。インターリーブ処理はビュー角度が180°異なるもの同士で行われる。これによって、データ密度が2倍になった複数のビューのデータが形成される。

【0061】次に、ステップST5において、各ビューのデータについて移動平均が行われる。移動平均は前述の(1)式によって行われる。移動平均に参加させるデータ数は、2倍になったデータ密度に合わせて、インターリーブしないときの2倍とされる。これによって、副作用の増加なしにノイズを低減したビューデータが得られる。

【0062】したがって、例えば被検体の肩部のようなX線透過長が極めて長い部位を撮影した場合等のよう

に、X線の減衰度が大きくなる場合でも、ノイズの少ない投影データを得ることができる。

【0063】次に、ステップST6において画像再構成が行われる。画像再構成は移動平均済のビューデータにつき、例えばフィルタード・バックプロジェクション法等により行われる。ビューデータのノイズが効果的に低減されているので、例えば被検体の肩部のようなX線透過長が極めて長い部位についても、測定値の誤差によるストリークアーチファクト(streak artifact)等を生じることなく、画質の良い再構成画像を得ることができる。

【0064】次に、ステップST7において、再構成画像がCRT6に表示され、また、記憶装置7に記憶される。以上、放射線としてX線を用いた例について説明したが、放射線はX線に限るものではなく、例えば、γ線等を用いるようにしても良い。ただし、現時点では、発生および制御に関し実用的な手段が最も充実している点でX線を利用するのが好ましい。

【0065】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明では、放射線(X線)の方向が互いに反対となる2つの方向で、互いに対向するチャンネルがチャンネル幅未満の距離だけずれる状態でそれぞれ投影データを測定し、それインターリーブして放射線(X線)検出器のチャンネル密度の2倍の密度の投影データを得るようにしたので、移動平均に参加させるチャンネル数を副作用を増加させずに2倍にすることができる。これによって、ノイズ低減を効果的に行う投影データ測定方法または装置、もしくは投影データのノイズ低減を効果的に行うX線CT装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態の一例の装置における検出器アレイの模式的構成図である。

【図3】本発明の実施の形態の一例の装置におけるX線照射・検出系の模式的構成図である。

【図4】本発明の実施の形態の一例の装置におけるX線照射・検出系の模式的構成図である。

【図5】扇状のX線ビームを用いた場合のビュー角度とビューデータとの関係を示す図である。

【図6】扇状のX線ビームを用いた場合のビュー角度とビューデータとの関係を示す図である。

【図7】扇状のX線ビームを用いた場合のビュー角度とビューデータとの関係を示す図である。

【図8】検出器アレイのクォーターオフセットの概念図である。

【図9】X線経路のインターリーブの概念図である。

【図10】X線経路のインターリーブの概念図である。

【図11】移動平均の重み係数の例を示すグラフであ

る。

【図12】本発明の実施の形態の一例の装置の動作を示すフロー図である。

【符号の説明】

100 X線CT装置

1 操作コンソール

2 入力装置

3 中央処理装置

4 制御インターフェース

5 データ収集バッファ

6 CRT

7 記憶装置

\* 10 撮影テーブル

20 走査ガントリ

21 X線コントローラ

22 コリメータコントローラ

23 データ収集部

24 回転コントローラ

30 X線管

50 コリメータ

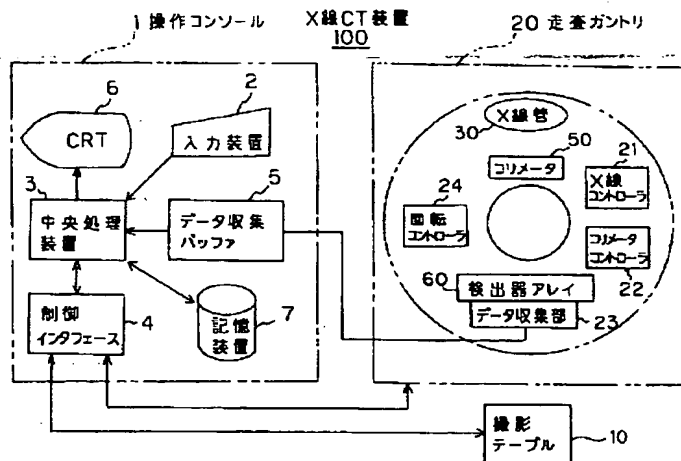
60 検出器アレイ

10 60(i) X線検出器

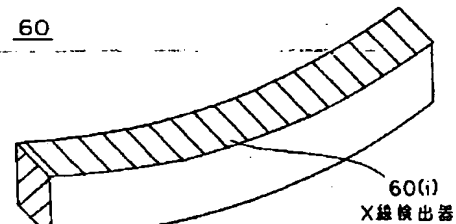
OB 被検体

\*

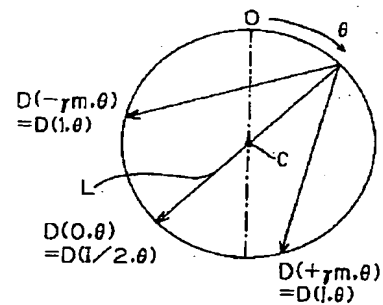
【図1】



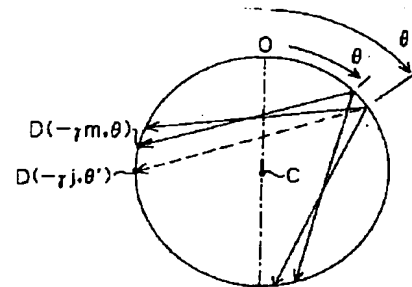
【図2】



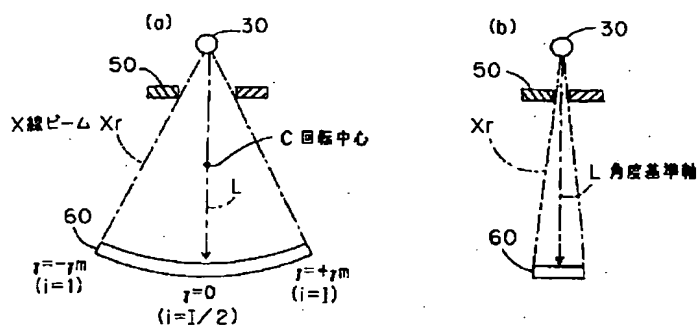
【図5】



【図6】

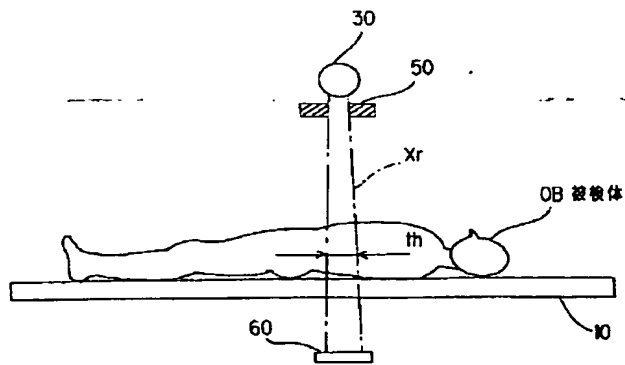


【図3】

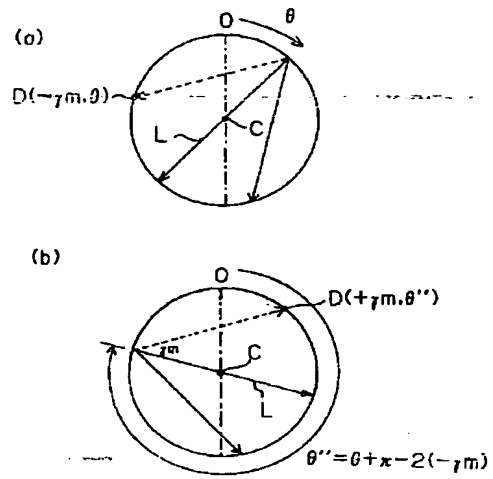




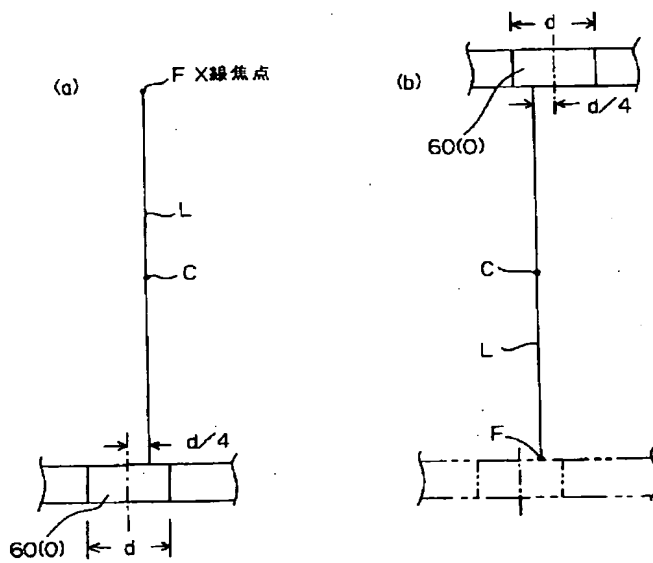
【図4】



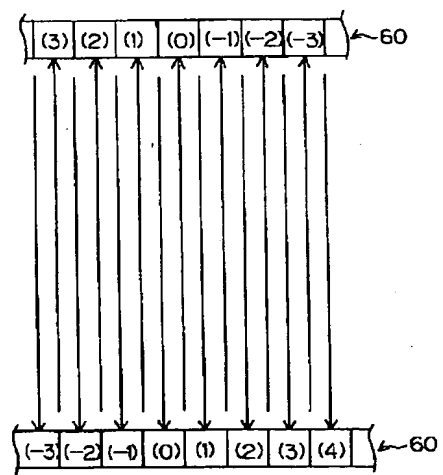
【図7】



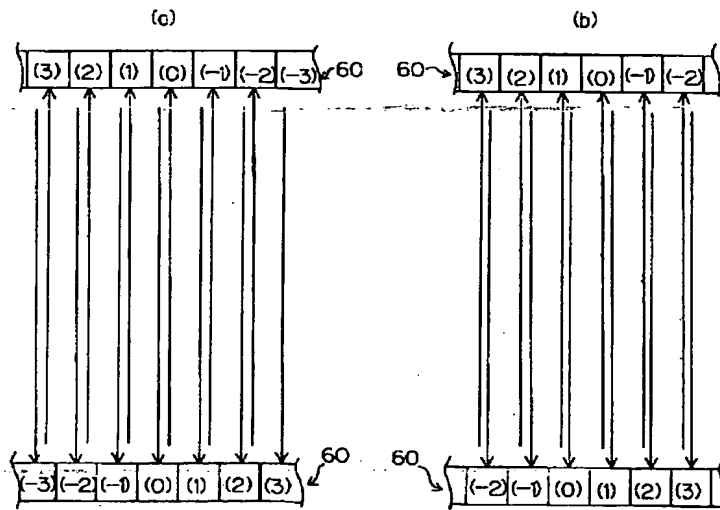
【図8】



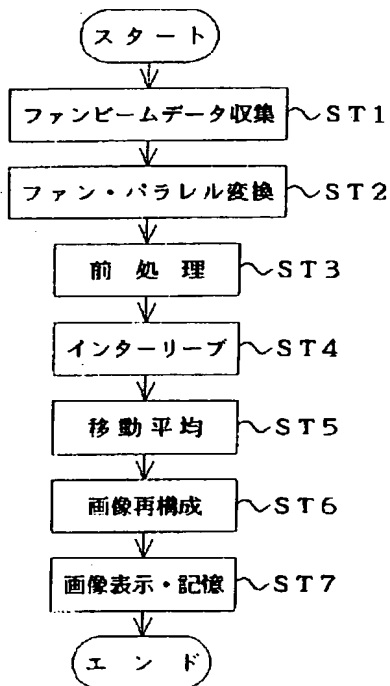
【図9】



【図10】



【図12】



【図11】

